

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) **公開特許公報(A)**

(11) 特許出願公開番号

特開2004-166775

(P2004-166775A)

(43) 公開日 平成16年6月17日(2004.6.17)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/145

F 1

A 6 1 B 5/14 3 1 0

テーマコード (参考)

4 C O 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2002-333454 (P2002-333454)

(22) 出願日 平成14年11月18日 (2002.11.18)

(71) 出願人 000001960

シチズン時計株式会社

東京都西東京市田無町六丁目1番12号

(72) 発明者 黒山 幸雄

東京都西東京市田無町六丁目1番12号

シチズン時計株式会社内

Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KX04

(54) 【発明の名称】 血液分析装置

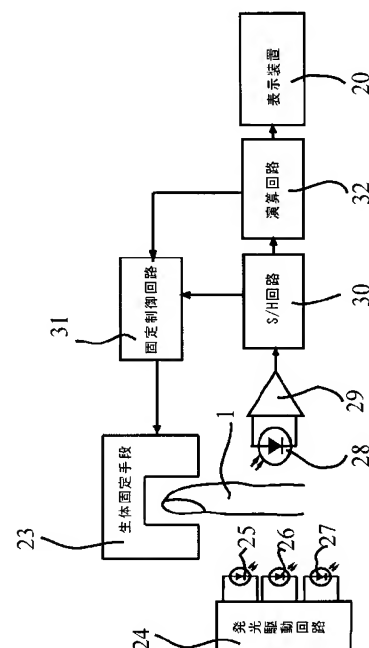
(57) 【要約】

【課題】血液分析装置では、正確に測定するには生体を適度な圧力で固定する必要があった。また、患者の負担を考えると自動化が求められる。血液濃度測定中は無意識に生体が動くことや、固定が不十分なために脈動波形に体動成分が重畳し、測定結果の信頼性の低下や誤作動の原因になっていた。

【解決手段】受光部を生体挿入検出手段、濃度測定、固定制御手段とで兼用させることで自動化を可能にする。とともに、新たに装置が必要なく経済的である。固定制御回路 31 と生体固定手段 23 を適用することで固定制御を可能にさせた。これらにより、使用者の負担を軽減するとともに精度の高い測定を行うことができた。

【選択図】

图 8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体を挿入するホルダと、該生体に光を照射する発光部と、前記生体を挟んで透過光を受光する受光部と、該受光部中の受光素子の光電流を電圧に変換して血液の濃度を演算し、信号を出力する演算回路と、前記演算回路の演算結果に基づいて表示する表示装置を有する血液分析装置であって、前記生体を固定する生体固定手段を前記ホルダ内に有し、前記生体の固定を制御するための固定制御手段を有する血液分析装置。

【請求項 2】

前記固定制御手段は、前記生体の固定を制御する固定制御回路を有することを特徴とする請求項 1 に記載の血液分析装置。

10

【請求項 3】

前記受光部は前記ホルダに前記生体が挿入されたことを伝える挿入検出信号を出力する挿入検出手段を有することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の血液分析装置。

【請求項 4】

前記固定制御回路から出力される固定終了信号により、生体の固定終了が制御されることを特徴とする請求項 1、請求項 2 または請求項 3 に記載の血液分析装置。

【請求項 5】

前記挿入検出信号により、固定開始が制御されることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の血液分析装置。

【請求項 6】

前記生体固定手段が、固定を開始する固定開始スイッチを備えていることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の血液分析装置。

20

【請求項 7】

前記生体が挿入されていない場合に前記固定開始スイッチを押しても生体が固定されないことを特徴とする請求項 6 に記載の血液分析装置。

【請求項 8】

前記生体固定手段が、電磁石を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の血液分析装置。

【請求項 9】

前記生体固定手段は、空気圧の加減圧により固定する手段であることを特徴する請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の血液分析装置。

30

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、非侵襲で血液中の成分を分析する血液分析装置に関し、とくにその装着構造に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来から採血しないで血液成分を検査する装置としては、例えば動脈血の酸素飽和度を測定するパルスオキシメーターがある。これは血液分析装置のひとつで動脈血中のヘモグロビンのうち酸素と結合したヘモグロビンの割合を非侵襲で測定するものであり、使いやすく装置の価格も妥当なことから、さまざまな医療現場で使われてきた。例えば、手術中や術後、集中治療室では、患者の容体を連続的に監視している。また在宅酸素療法では患者の状態把握として使われてきた。救急医療では、輸送中に患者の容体を短時間で把握するために使われてきた。さらに、高所登山での健康状態のチェックにも使われている。測定部位は手の指を使うのが一般的であるが、測定目的や環境に応じて測定部位の指に取付けるプローブと本体の構造はさまざまである。

40

【0003】

一般的なパルスオキシメーター構造は、本体とプローブが分かれる別体型であり、プローブは指を上下の部品で挟み込み、パネで指に押し当て力が加わるクリップタイプである（

50

例えば、特許文献1参照。)。これによれば、カバーとベースにねじりバネが取り付けられてあり、閉じる方向にバネ力が加わるようになっている。カバーとベースには、それぞれカップ形状の上部保護材と下部保護材が取付けられ、この両保護材を介して患者の指に軽く押し当て力が加えられている。このようにパルスオキシメーターは、測定部位となる生体組織つまり指と、受光素子との距離を一定に保ち、さらに生体組織の血流を妨げないようにしなければならなかった。このクリップタイプは、成人の指ならば太さバラツキに対応できるようになっている。そして、手術中、術後、集中治療室などの動き回らない患者の連続的な監視には適していた。しかし、クリップタイプは装着するのに直接手を下す必要があり、装着するにも外すにも手間がかかる。即ち、測定の全自動化は行えず使用者に負担がかかる構造であった。

10

【0004】

クリップ式の生体固定の欠点をいくつか解決したものがある（例えば、特許文献2参照。）。これは指式血圧計であり血液分析装置ではないが、固定をするにあたっての問題をいくつか解決している。構造は、本体に開閉可能なフタが取り付けられ、フタには部分的に固定された指カフがある。本体に指カフ収納部があって、フタを閉めることにより、指カフ収納部に収納される構造である。フタを開けると電源が入り、指カフに指を入れた後に、測定開始スイッチを押すことで加圧が始まり測定される。指カフには発光部と受光部があり、脈動センサとして働く。この方式は、脈動センサを指挿入検出と兼用させることや測定の全自動化を行うことができる。しかし、これを血液分析装置に適用した場合には不具合が起きる。指式血圧計は始めに加圧し、これを徐々に緩めることで測定するが、これでは血液分析装置においては固定が不十分である。

20

【0005】

固定が不十分な理由を説明するために、パルスオキシメーターなどの従来の血液分析装置から得られる脈動波形を図11に示す。図11のように、受光された生体情報は1Hz程度の脈動成分と体の動きに応じて変動する体動成分と骨や脂肪などの直流成分と50Hz程度のノイズ成分とで構成される。よって、体動によって生体情報は変動することになる。実際に図11では4秒を過ぎたあたりから直流値が低くなっている。これが体動の影響である。使用者が自覚していなくても体動は起き、固定が不十分なことや、無意識で動くことが原因で生じる。このような体動は濃度測定において、精度低下をまねくだけでなく演算値の信頼性を損ねる。体動が脈動成分と同じ周波数で動いた場合には大きな誤差となる。これは、同じ周波数で動けば、脈動の振幅値がその分上乘せされるためである。即ち、体動に対して追従して固定する必要がある。よって、指式血圧計では固定に臨機応変がなく、このシステムを血液分析装置に適用してもより精度の高い測定が行えない。

30

【0006】

【特許文献1】

特開平4-166133号公報（第2図、第3図）

【特許文献2】

特開平8-317911号公報（第3-6項、第4図）

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

上記の指式血圧計は、クリップ式で問題であったクリップを挟んだり、外したりという手間を解決し、指を挿入して測定開始スイッチを押すことで加圧し、そして減圧する。即ち、使用者の負担が軽減されている。しかしながら、測定中に正確な測定ができるような臨機応変な固定が行われておらず、固定が不十分である。血液分析装置では、体動の影響を取り除かないと測定精度が著しく低下し、正確な測定値が得られない。

40

【0008】

本発明の目的は上記課題を解決し、より精度が高く安定した分析結果が得られる血液分析装置を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

50

上記課題を解決するために本発明の血液分析装置は、生体を挿入するホルダと、生体に光を照射する発光部と、生体を挟んで透過光を受光する受光部と、受光部中の受光素子の光電流を電圧に変換して血液の濃度を演算し、信号を出力する演算回路と、演算回路の演算結果に基づいて表示する表示装置を有する血液分析装置であって、生体を固定する生体固定手段を前記ホルダ内に有し、生体の固定を制御するための固定制御手段を有することを特徴とする。

【0010】

固定制御手段は、生体の固定を制御する固定制御回路を有することが好ましい。受光部はホルダに生体が挿入されたことを伝える挿入検出信号を出力する挿入検出手段を有することが好ましい。固定制御回路から出力される固定終了信号により、生体の固定終了が制御され、挿入検出信号により、固定開始が制御されることが好ましい。生体固定手段が、固定を開始する固定開始スイッチを備えている場合には、生体が挿入されていない時に固定開始スイッチを押しても生体が固定されないことが好ましい。生体固定手段が、電磁石を有する手段や空気圧の加減圧により固定する手段などであることが好ましい。

10

【0011】

本発明の血液分析装置には、濃度測定中における体動の影響を軽減させるための固定制御手段を設けている。固定制御は、受光部で受光した信号をもとに演算回路で固定を強めるべきなのか、弱めるべきなのかを判断し、この判別信号を固定制御回路へ伝送し、固定制御回路が生体固定手段を判断通りに制御することによって達成される。これによって、従来よりも精度の高い分析結果が得られる。

20

【0012】

【発明の実施の形態】

〔第一の実施形態〕

本発明の第一の実施形態における血液分析装置の外観について、図1、図2、図4を用いて説明する。本発明は糖尿病の診断や検査のための血液分析装置であり、図4の分析装置は、血液中の赤血球に含まれるヘモグロビンが、血液中のグルコースと結合した割合を測定するものである。第一の実施形態における血液分析装置は電磁石を利用して生体を固定することを特徴としている。電磁石による固定構造は図1に示す通りであり、磁石4、磁石5、磁石6、磁石7と電磁石8、電磁石9、電磁石10、電磁石11によって構成される。図4のホルダ21には、測定部位に入れられる挿入穴35があり、図1及び図2のように使用者の生体1が入るようにほぼ円筒形状をしている。ホルダ21内の構造は図1に示す通りであり、センサ部を構成している。センサ部は発光部2と受光部3によって構成され、お互いに対向する形で配置される。血液分析装置上面には図4のように電源を入れて演算を開始させる電源ボタン22と、演算結果を表示する表示装置20が設けられている。また、別実施例として図5のように固定開始スイッチ44を設ける場合もある。表示装置20には血糖コントロールの指標となる、ヘモグロビンA1cの分析結果が表示される。

30

【0013】

第一の実施形態における血液分析装置の使用方法を図1、図4を用いて説明する。まず、図4の電源ボタン22により電源が投入されると、ホルダ21内の発光部2が点滅する。この状態で生体1を挿入穴35に挿入すると、受光部3により生体1が挿入されたことを検出する。これは、生体1が挿入されたことで発光部2からの光が生体1によって吸収されて、透過光が著しく小さくなって受光部3で検出されることを利用している。これを応用して、生体1が挿入されるとタイマなどでカウントして何秒後に固定されるようにすることもできる。これにより生体1が固定されると、濃度測定が始まる。濃度測定中は体動の影響を受け、信頼性の低下と誤作動をまねくため、固定制御によってこれを緩和している。濃度測定の結果から演算を行い、そして生体1は演算回路からの濃度演算終了信号により固定が終了する。固定が終了するとともに生体1は固定が解除され、表示装置20に演算結果であるヘモグロビンA1cの分析結果が表示される。つまり、使用者は電源を入れて固定されてからは表示装置20に表示されるまでそのまゝの姿勢で待機しているだ

40

50

けでよい。

【0014】

第一の実施形態における血液分析装置のセンサ部構造を図3、図5、図6を用いて説明する。まず挿入穴35は図8に示す通り、先端が閉じたほぼ円筒形状のホルダ21からなり、生体1をホルダ21の先端に突当たるように挿入する。ホルダ21には、受光部3の上面に受光フィルタ43と、その反対側の発光部2の上面には拡散板42が備え付けられている。拡散板42は透明なポリスチレン(PS)樹脂やアクリル(PMA)樹脂を成形したものであり、その奥には図6に示したように発光素子25、発光素子26、発光素子27が近接して配置されている。発光素子25、発光素子26、発光素子27は、それぞれのピーク発光波長が λ_1 、 λ_2 、 λ_3 のチップ型発光ダイオードである。発光素子25、発光素子26、発光素子27は近接して配置しているものの、同一位置から発光することは不可能である。このことによる誤差を最小限にするために、拡散板42を挿入することによって、チップ型発光ダイオードによる点発光ではなく、拡散板42による面発光に変換している。このことによって、発光素子25、発光素子26、発光素子27の光路差による影響を解消している。

10

【0015】

受光フィルタ43は、発光波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 を透過させるが、その他の蛍光灯や太陽光を減衰させるための光学フィルタであり、挿入穴35と生体1との隙間から漏れてくる外来光の影響を少なくしている。また、受光フィルタ43は防塵効果もあり、清掃を簡単に行うことができる。受光フィルタ43の奥には受光素子28が配置されている。受光素子28は発光波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 を含んだ感度波長範囲であるフォトダイオードである。

20

【0016】

第一の実施形態における血液分析装置の電磁石による生体固定手段を図1、図2を用いて説明する。図1、図2は電磁石を利用した生体固定手段の構造図である。生体1としてここでは指を用いている。センサ部の受光部3で受光した生体情報は、図8に示されている固定制御回路31から電磁石8、電磁石9、電磁石10、電磁石11へ固定制御信号に応じた電流値として流れる。電磁石8、電磁石9と電磁石10、電磁石11はそれぞれ同じ電磁石であり、これにコイルが巻かれていて、流す電流方向により極性が変化する。例えば電磁石10がS、電磁石11がNとなるように流した時には磁石4はNで、磁石6がSなことだからこれらはお互いに引き合う方向へ向かう。従ってこの場合には、挿入された指を固定する方向へ磁石が動くことになる。今度は逆に電磁石10をN、電磁石11をSとすれば、磁石4はN、磁石6はSでお互い反発し合う方向へ向かう。なお、電磁石8、9については、引き合わせたいときは電磁石8をN、電磁石9をSにし、反発させたいときは電磁石8をS、電磁石9をNにする。つまり、電磁石8がN、電磁石9がS、電磁石10がS、電磁石11がNのときに固定の動作となり、電磁石8がS、電磁石9がN、電磁石10がN、電磁石11がSのときに固定の解除を行うことができる。

30

【0017】

図1の弾性体14、弾性体15、弾性体16、弾性体17は同じ素材であり、弾力性と伸縮性に優れたゴムを使用している。弾性体12、弾性体13、弾性体18、弾性体19は同じ素材であり、弾力性とフィット感のあるスポンジを使用している。これで、固定する方向に電磁石を制御すると弾性体14、弾性体15、弾性体16、弾性体17は収縮する。また、弾性体12、弾性体13、弾性体18、弾性体19は固定されると生体1の形にフィットし、体動の影響をある程度緩和している。図2は断面A-Bで切ったときの断面図であり、生体1が挿入されている図である。図3は同じく断面A-Bの断面図で、生体1が挿入されていないときの図である。図3に示したように弾性体18には発光部2の光路の穴があいている。これと対向した位置には、受光部3の光路の穴が同じくあいている。発光部2から出射された光は生体1を挟んで受光部3で受光される。このような仕組みと構造により、電磁石を利用した生体固定手段を実現している。

40

【0018】

第一の実施形態における血液分析装置において濃度測定中の固定制御手段を図1、図8、

50

図 11 を用いて説明する。濃度演算中には図 11 に示すように、受光された生体情報は 1 Hz 程度の脈動成分と体の動きに応じて変動する体動成分と骨や脂肪などの直流成分と 50 Hz のノイズ成分とで構成される。よって、体動によって生体情報は変動することになる。実際に図 11 では 4 秒を過ぎたあたりから直流値が低くなっている。即ち、使用者が自覚していなくても体動は起き、固定が不十分なことや、無意識で動くことで体動は生じる。このような体動は濃度測定において、精度低下をまねくだけでなく演算値の信頼性を損ねる。体動が脈動成分と同じ周波数で動いた場合には大きな誤差となる。このようなことを避けるためには測定中に固定制御する必要がある。固定制御手段は、受光部 28 で受光した信号をもとに演算回路 32 で固定を強めるべきなのか、弱めるべきなのかを判断し、この結果を固定制御回路 31 へ伝送し、固定制御回路 31 が生体固定手段を判断通りに制御することによって達成される。これによって、従来よりも精度の高い分析結果が得られる。

10

【0019】

この固定制御は、図 1 の磁石 4、磁石 5、磁石 6、磁石 7 と電磁石 8、電磁石 9、電磁石 10、電磁石 11 と図 8 に示されている固定制御回路 31 と演算回路 32 により実現される。電磁石はコイルに流す電流値によりその磁力を変化させることができる。即ち、体動に応じてその電流値を変えてやれば、常にある範囲の圧力で固定の制御を行うことができるのである。この体動に応じて電流を流すのが図 8 の固定制御回路 31 である。電磁石と磁石による固定と解除の仕組みについては先の電磁石による生体固定手段で説明したとおりである。

【0020】

20

ここからは、固定制御の流れを図 8 のシステム図を用いて説明する。波長 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ の光を発光する発光素子 25、発光素子 26、発光素子 27 は、発光駆動回路 24 の出力を受けて順番に点灯する。これらの発光素子 25、発光素子 26、発光素子 27 の光が、生体 1 に照射される。照射された光は、生体 1 の各種ヘモグロビンによって吸収されるが、また赤血球による散乱も起こす。生体 1 を挟んで対向して配置された受光素子 28 によって透過光が受光される。ここで、発光波長 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ は、例えば 680 nm、680 nm、940 nm にそれぞれ設定されている。増幅器 29 には受光素子 28 が内蔵されており、各波長による光電流の生体情報を電圧に変換し増幅する。電圧増幅された生体情報信号は S/H 回路 30 によりサンプリングとホールドを各波長に対して行う。この電圧値を S/H 回路 30 でホールドした後、電圧値は生体の固定情報信号として演算回路 32 へ伝送する。ここで、固定情報信号と生体情報信号が示されたが、これらの信号は同一の信号であり、どのような役割を果たすかにより信号名を変えている。即ち、濃度測定用の信号としては生体情報信号と示し、固定制御手段においては固定情報信号として示し、生体挿入検出手段としては挿入検出信号として示す。伝送された信号は演算回路上で固定しすぎなのか、固定が不十分なのかを判別し、固定制御回路 31 へその判別信号を伝送する。そして、固定制御回路 31 は、判別信号をもとに固定制御信号を出力し、生体固定手段 23 へ伝送される。伝送された信号は、固定が不十分であれば電磁石の固定が強まるような方向の電流が流れ、固定しすぎなければ電磁石に固定が弱まるような電流が流れるのである。電流値は大きいほど固定が強くなり、電流値が小さいほど固定が弱い。

30

【0021】

40

この固定制御を測定中に繰り返すことで体動の影響が緩和され、より精度の高い演算結果が得られる。また、固定の制御では体動による影響の緩和だけでなく、受光部 3 での受光電流不足などの不具合も、解決することができる。受光電流不足などは、固定を強めることで生体光吸収量を軽減させて実現できる。

【0022】

第一の実施形態における血液分析装置において生体挿入検出手段を図 8 を用いて説明する。生体挿入検出は、生体 1 がホルダ 21 に挿入されたことを検出し、それを S/H 回路 30 を経由して固定制御回路 31 に知らせる仕組みである。まず、ホルダ 21 に生体 1 が挿入されると受光素子 28 がこれを検出し、増幅回路 29 で光電流電圧変換される。この変換された挿入検出信号は S/H 回路 30 へ伝送される。S/H 回路 30 はこの挿入検出信

50

号を固定制御回路 31 へ伝送する。また、この挿入検出信号は演算回路にも同様に伝送される。固定制御回路 31 はこの挿入検出信号を受け取ることで、生体 1 が挿入されていることを認識する。認識した後に固定制御回路 31 は生体固定手段 23 へ固定するための信号を送るわけであるが、この固定開始方法には 2 つの方法がある。

【0023】

第一の固定開始方法を図 8 を用いて説明する。第一の固定開始方法は生体 1 がホルダ 21 に挿入されると、これを固定制御回路 31 が検出し、生体固定手段 23 へ固定の信号を伝送するという仕組みである。この時に、生体 1 を挿入した瞬間に生体固定手段が働くことに対して不具合が起きる可能性がある。これは、生体 1 がまだ挿入しきっていないのに固定してしまうことなどがあげられる。生体挿入検出の説明でも書いたが、挿入検出信号は S/H 回路 30 から固定制御回路 31 と演算回路 32 とへ伝送されている。演算回路 32 ではこの挿入検出信号をもとにタイマなどで時間をカウントして、ある程度の時間が経ったところで固定制御回路 31 へ固定開始信号を伝送する。これにより生体 1 がホルダ 21 内に挿入されると、ある一定の時間をおいて固定制御回路 31 から固定開始制御信号が生体固定手段 23 に伝送されて固定が自動で開始されるのである。また、演算が終了すると演算回路 32 から濃度演算終了信号が固定制御回路 31 へ伝送される。この信号により固定制御回路 31 は生体固定手段 23 に固定終了信号を伝送する。この結果、生体 1 の固定は解除され、表示装置 20 に分析結果が表示される。こうすることで使用者は生体 1 をホルダ 21 に挿入するだけで分析結果が得られるので負担が軽減されるのである。即ち、生体 1 を挿入してから分析結果が出力されるまでを全自動化することができるのである。

【0024】

第二の固定開始方法を図 5、図 9 を用いて説明する。図 5 に示すように固定開始スイッチ 44 が設けられている。これは生体 1 を挿入穴 35 に挿入した後、自分の目で挿入を確認し、固定開始スイッチ 44 を押すことで固定するものである。この固定開始スイッチ 44 は測定開始スイッチも兼ねており、一度押せば固定開始と濃度測定を開始するようになっている。また、図 5 において固定開始スイッチ 44 は、ホルダ 21 に生体 1（例えば指）を挿入したとき、他の指を押せるような位置に配置されていて、片手での操作を可能にした。さらに、固定開始スイッチ 44 は生体 1 が挿入されていないときには押されても固定開始及び、濃度測定を行わないように設計されている。これは生体 1 が挿入されていないと発光部 2 の光が直接受光部 3 に入ることによって生体 1 が挿入されていないと判断する。このときには、固定開始スイッチ 44 は反応しないようになっている。

【0025】

つぎに、固定開始スイッチ 44 を用いての第二の固定開始方法のシステムを図 9 で説明する。S/H 回路 30 までの挿入検出信号の流れは第一の固定開始方法と同様である。第二の固定開始方法では挿入検出信号は固定制御回路 31 と演算回路 32 へ伝送されるものの、固定開始スイッチ 44 を押さないと演算も固定も開始されない。固定開始スイッチ 44 を押すことで、固定制御回路 31 へ固定開始信号が伝送されるのである。よって、挿入検出信号が固定制御回路 31 へ伝送されている状態で、固定開始スイッチ 44 が押されると、固定制御回路 31 から固定開始制御信号が生体固定手段 23 へ伝送されるのである。この時、演算回路 32 へも固定開始スイッチ 44 から固定開始信号が伝送される。このことで、固定開始スイッチ 44 を押すと固定開始と濃度測定が開始されるのである。また、生体 1 が挿入されていなければ挿入検出信号が固定制御回路 31 へ伝送されないため、固定開始スイッチ 44 を押しても動作はしない。また、演算が終了すると演算回路 32 から濃度演算終了信号が固定制御回路 31 へ伝送される。この信号により固定制御回路 31 は生体固定手段 23 に固定終了信号を伝送する。この結果、生体 1 の固定は解除され、表示装置 20 に分析結果が表示される。これらのシステムによって、生体 1 が挿入されていないのに固定を開始してしまったり、濃度測定を開始したりという誤作動を排除できる。

【0026】

〔第二の実施形態〕

第二の実施形態における血液分析装置を説明する。第二の実施形態は生体固定手段として

、空気圧で指カフを加減圧する仕組みを採用している。即ち、生体固定手段の部分以外に
関しては第一の実施形態における血液分析装置と同様である。具体的な構成で示すと、装
置の外観、装置の使用法、センサ部構成、第一の固定開始方法の仕組み、第二の固定開
始方法の仕組みは同様である。固定制御手段に関して、システムは同様であるが、実際の
空気圧による動作は異なっている。本実施形態では第一の実施形態とは異なるところのみ
を説明する。

【0027】

第二の実施形態における血液分析装置において生体固定手段を図7を用いて説明する。ホ
ルダ21内にはこの指カフに空気を送りこむ加圧機構と空気を放出する減圧機構とを備え
ている。即ち、指カフ45、指カフ46、指カフ47、指カフ48、指カフ49、指カフ
50、指カフ51、指カフ52に加圧機構で空気を送りこむことで膨張させ、図7のよう
に生体1を固定する。また減圧機構によって、空気を放出し指カフ45、指カフ46、指
カフ47、指カフ48、指カフ49、指カフ50、指カフ51、指カフ52を収縮させ、
生体1を解除する。図8のシステム図で説明すると、生体1がホルダ21に挿入されて、
固定制御回路31から固定制御信号が生体固定手段23へ伝送されると生体固定手段23
は信号に応じて固定を強めるか、固定を弱めるかを行う。固定を強める信号であった場合
は、生体1の固定が不十分であったためであり、生体固定手段23は加圧機構により加圧
を行う。すると、指カフ45、指カフ46、指カフ47、指カフ48、指カフ49、指カ
フ50、指カフ51、指カフ52は膨張し生体1の固定を強める動作となる。また、固定
を弱める信号であった場合は、生体1が固定しすぎのためであり、生体固定手段23は減
圧機構により減圧を行う。すると、指カフ45、指カフ46、指カフ47、指カフ48、
指カフ49、指カフ50、指カフ51、指カフ52は収縮し生体1の固定を弱める動作と
なる。このようにして、固定制御回路31からの信号に応じて固定制御を行うのである。

【0028】

これら加圧と減圧を制御することで濃度演算中の体動をある範囲内の振幅値におさえるこ
とができる。その後、濃度演算終了信号によって、減圧機構が生体1を固定終了制御する
。このようにして第二の実施形態における血液分析装置は第一の実施形態における血液分
析装置と同様の効果を得ることができる。

【0029】

第一の実施形態における血液分析装置と、第二の実施形態における血液分析装置において
、以上のような固定制御を行ったいずれの実施形態においても図10に示すような脈動波
形が得られた。図10は濃度測定中における脈動波形であり、体動が起きている場合でも
脈動の直流値を一定に抑えることができた。

【0030】

本発明はこれらの実施形態の他にも、全ヘモグロビンのうち酸素と結合したオキシヘモグ
ロビンの割合である酸素飽和度を測定するパルスオキシメータにも利用できる。また同
様に分光分析によって、血液中のグルコース濃度を非侵襲で計測する開発が行われている
。このような血糖値測定装置にも利用できる。さらに、血液中の脂質などの血液分析装置
にも利用できる。

【0031】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、生体の大きさに関係なく、太くても細くても、生
体固定手段を用いることで老若男女問わず、測定できる。また、生体の装着及び固定には
熟練の必要がなく、生体を挿入すれば自動で行える。そのため使用者の負担が軽減する。
受光部が挿入検出手段、濃度測定、固定制御手段を兼ねることで余分な部品点数が減り、
非常に経済的効果が大きい。生体を挿入してから測定終了までの全自動化はこの受光部の
働きにより達成できる。従来は、濃度測定中に生体の体動によって測定結果が変動し、演
算値の精度低下や信頼性の低下をまねいていたが、測定中に固定制御手段を適用すること
で、生体の脈動成分をより精度高く測定できる。これによりヘモグロビンA1cの成分比
を正確に求めることができる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第一の実施形態における血液分析装置の固定部構造を示し、図 4 の線分 C D で切断した断面図である。

【図 2】本発明の第一の実施形態における血液分析装置の固定部構造を示し、図 1 の線分 A B で切断した断面図である。

【図 3】本発明の第一の実施形態における血液分析装置の固定部構造を示し、図 2 において生体が挿入されていない状態の断面図である。

【図 4】本発明の実施形態の血液分析装置における生体の装着図である。

【図 5】本発明の実施形態の中で固定開始スイッチが設けられている血液分析装置の生体の装着図である。

【図 6】本発明の実施形態における血液分析装置の発光部 (a)、と受光部 (b) の拡大図である。

【図 7】本発明の第二の実施形態における血液分析装置の固定部構造を示す断面図である。

【図 8】本発明の実施形態の血液分析装置の動作を説明するブロック図である。

【図 9】本発明の実施形態の血液分析装置の中で固定開始スイッチが設けられている血液分析装置の動作を説明するブロック図である。

【図 10】本発明の実施形態における血液分析装置の固定制御手段を適用することによって得られる脈動波形である。

【図 11】従来技術における血液分析装置の濃度演算中のある波長による脈動波形である。

【符号の説明】

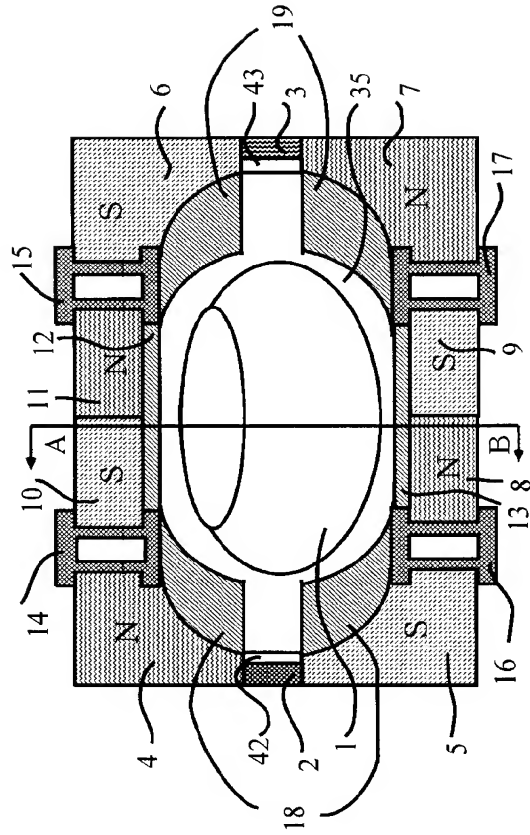
- 1 生体
- 2 発光部
- 3 受光部
- 4、5、6、7 磁石
- 8、9、10、11 電磁石
- 20 表示装置
- 21 ホルタ
- 22 電源ボタン
- 23 生体固定手段
- 25、26、27 発光ダイオード
- 28 受光素子
- 35 挿入穴
- 42 拡散板
- 43 受光フィルタ
- 44 固定開始スイッチ

10

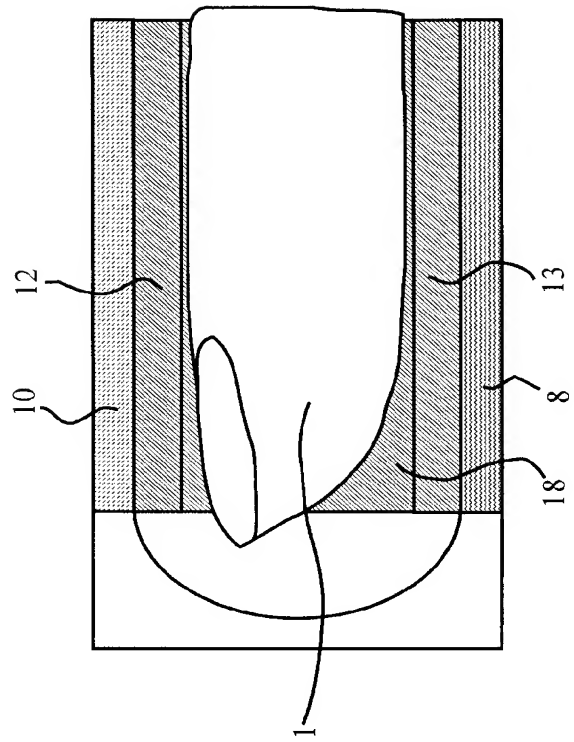
20

30

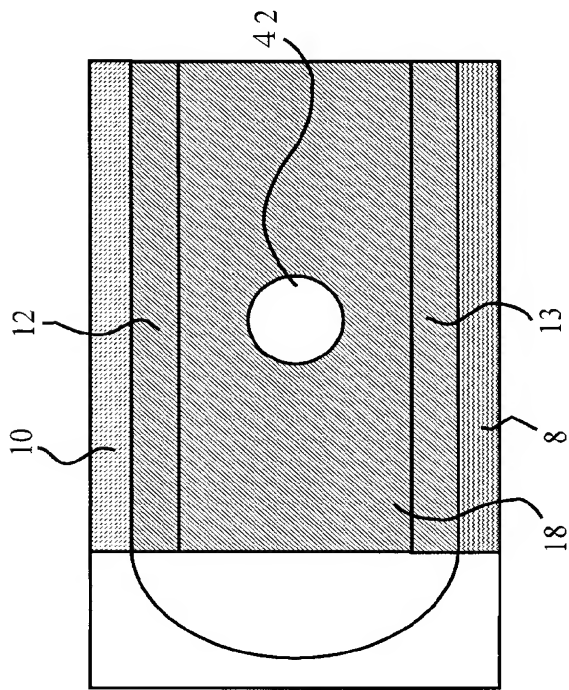
【図 1】



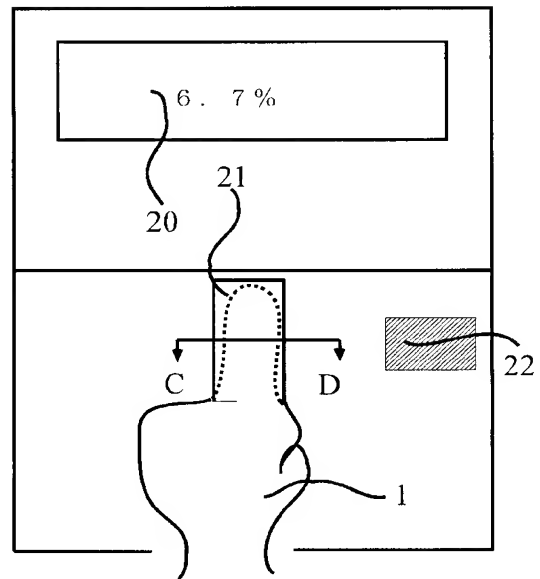
【図 2】



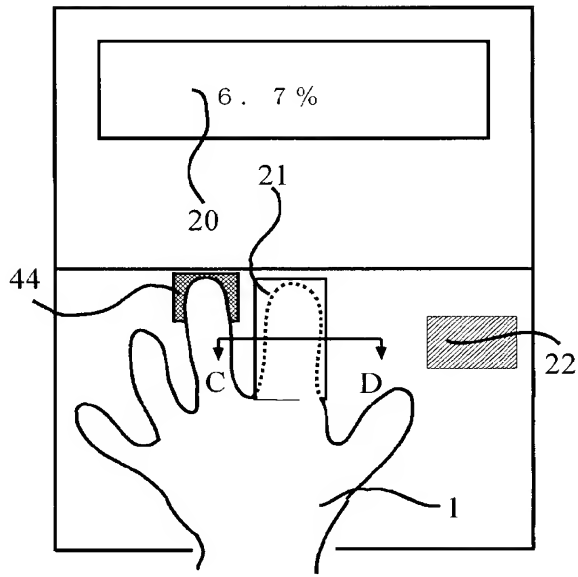
【図 3】



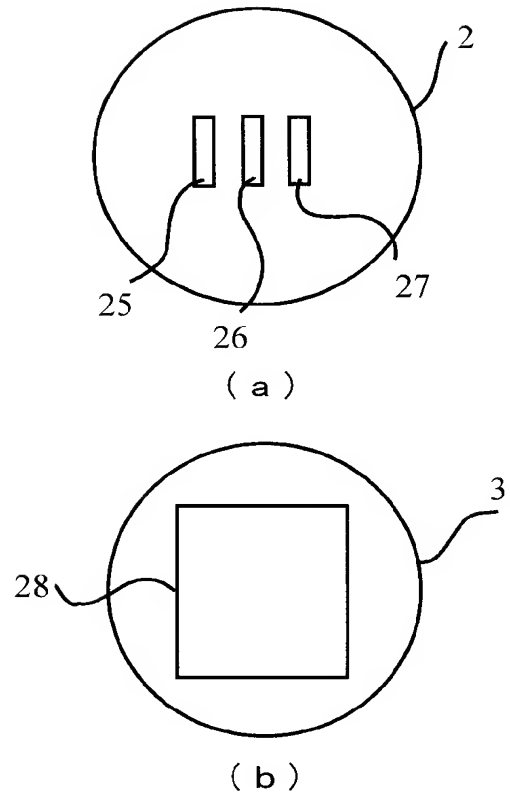
【図 4】



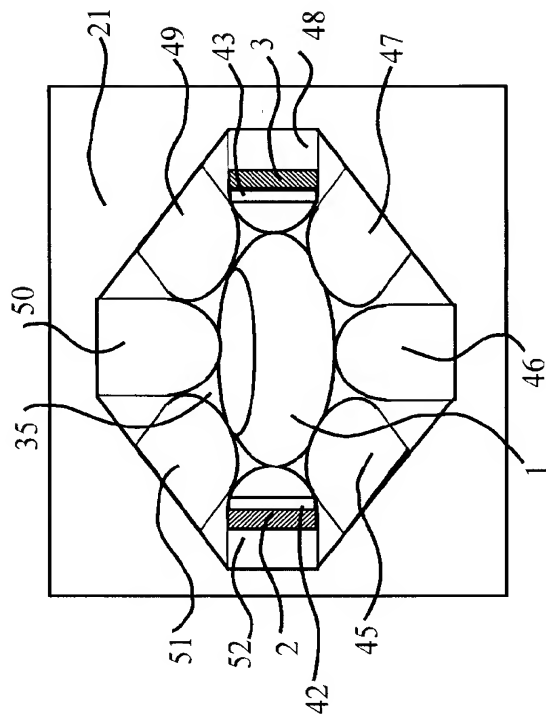
【図 5】



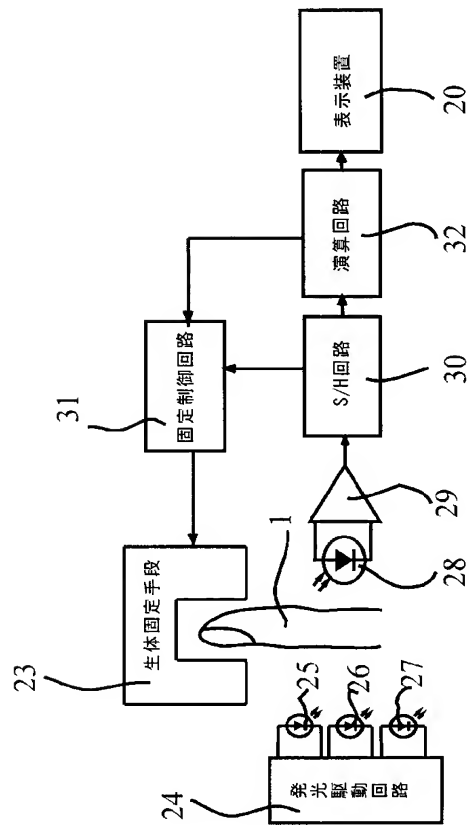
【図 6】



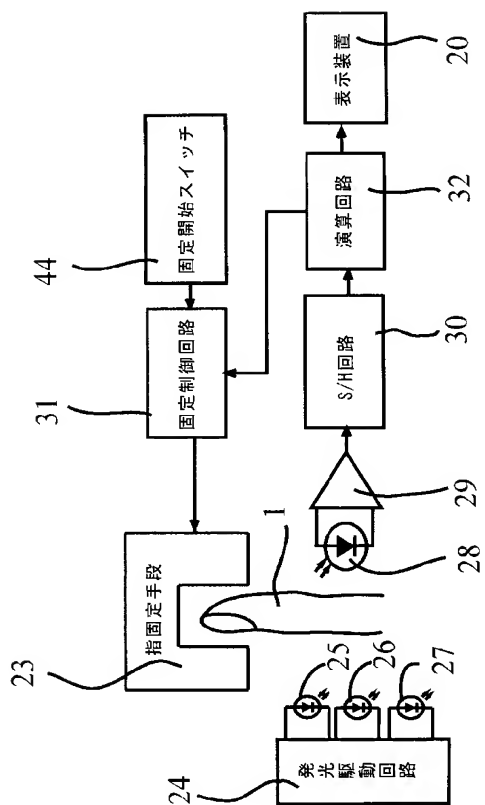
【図 7】



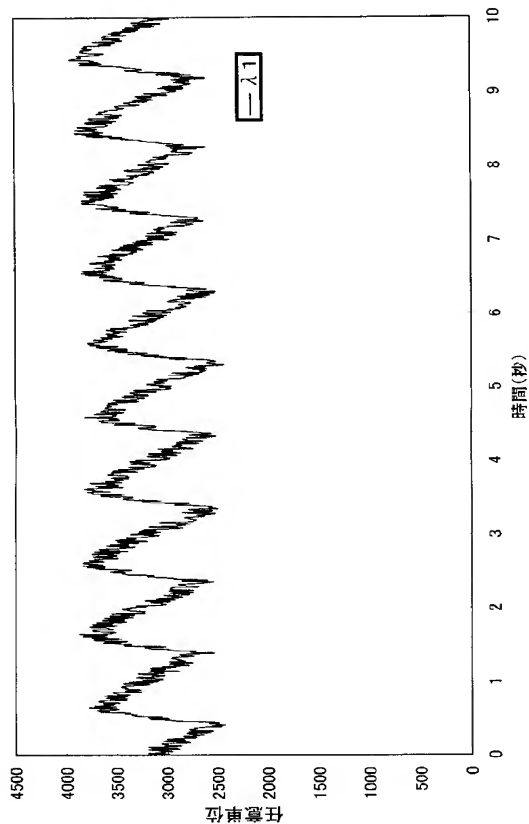
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 11】

